

DEVICE AND MEDIUM OF CHEMICAL SENSOR AND INSPECTION METHOD USING THE SAME

Publication number: JP2003270132

Publication date: 2003-09-25

Inventor: KURODA AKIRA; MIZUTANI NATSUHIKO;
YAMAGUCHI TAKAKO; INAO YASUHISA; YAMADA
TOMOHIRO

Applicant: CANON KK

Classification:

- International: G01N21/64; G01N21/27; G01N21/75; G01N33/02;
G01N33/483; G01N33/53; G01N37/00; G01N21/64;
G01N21/25; G01N21/75; G01N33/02; G01N33/483;
G01N33/53; G01N37/00; (IPC1-7): G01N33/02;
G01N33/483; G01N33/53; G01N37/00; G01N21/27;
G01N21/64; G01N21/75

- European:

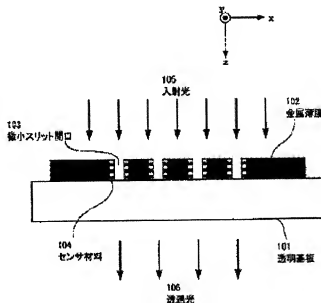
Application number: JP20030004491 20030110

Priority number(s): JP20030004491 20030110; JP20020005017 20020111

Report a data error here

Abstract of JP2003270132

PROBLEM TO BE SOLVED: To solve problems of a conventional localized plasmon resonance sensor using metal particles such that the peak strength of an absorbance spectrum decreases and the width of the spectrum becomes broad due to variations in size of the metal particles and random configuration thereof, and limitation of the sensor's sensitivity due to small changes in a signal for detecting changes in a medium near the metal particles.



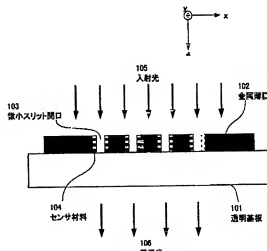
(51) Int.Cl. ⁷	識別番号	F I	ページコード (参考)
G 0 1 N 21/27		C 0 1 N 21/27	C 2 G 0 4 3
			B 2 G 0 4 3
			Z 2 G 0 5 4
21/64		21/64	C 2 G 0 5 9
21/75		21/75	Z
審査請求 未請求 請求項の数24 O L (全 12 頁) 最終頁に続く			
(21) 出願番号	特願2003-4491 (P2003-4491)	(71) 出願人	000001007 キヤノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(22) 出願日	平成15年1月10日 (2003.1.10)	(72) 発明者	黒田 亮 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2002-5017 (P2002-5017)	(72) 発明者	水谷 夏彦 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
(32) 優先日	平成14年1月11日 (2002.1.11)	(74) 代理人	100088328 弁理士 金田 暢之 (外2名)
(33) 優先権主張国	日本 (J P)		
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 化学センサ装置・媒体およびそれを用いた検査方法

(57) 【要約】

【課題】 金属微粒子を用いる従来の局在プラズモン共鳴センサにおける、金属微粒子の大きさのばらつき、および配置がランダムであることに起因する、吸光度スペクトルの幅が広く、ピーク強度が低下してしまうという問題、並びに金属微粒子近傍の媒質の変化を検出する信号変化の低さによるセンサとしての感度の限界といった問題を解決する。

【解決手段】 開口が複数設けられた金属膜と、開口内に配置されたセンサ材料と、光源と、光源から出射され開口を透過または反射した光を検出する光検出器とを有し、開口は、金属膜面内の第一の方向に周期的に配列され、その方向の大きさと間隔が、ともに、前記光の波長以下であるセンサ装置。また、前記金属膜と、前記センサ材料とを有し、前記開口の第一の方向における周期的配列の方向の大きさと間隔が、ともに200nm以下であることを特徴するセンサ媒体。並びにこれらを用いた検査方法。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 開口が複数設けられた金属膜と、該開口内に配置されたセンサ材料と、光源と、該光源から出射され該開口を透過または反射した光を検出する光検出器とを有するセンサ装置であって、

該開口は、該金属膜面内の第一の方向に周期的に配列され、その方向の大きさと間隔が、ともに、前記光の波長以下であることを特徴するセンサ装置。

【請求項2】 前記開口の各々が、前記金属膜面内で第一の方向に直交する第二の方向の大きさが該第一の方向の大きさよりも大きい開口である請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項3】 前記開口は、前記金属膜面内の前記第二方向にも周期的に配列され、該第二方向の大きさと間隔が、ともに、照射される光の波長以下である請求項2に記載のセンサ装置。

【請求項4】 前記開口の周期配列が、2以上の周期からなる複合周期配列である請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項5】 前記金属膜が、金、銀、銅、アルミニウムのいずれかの単体金属、もしくはそれらの合金の膜である請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項6】 前記センサ材料が化学センサ材料である請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項7】 前記センサ材料がバイオセンサ材料である請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項8】 前記光源から出射した光を、光の電界方向を前記第一の方向に偏光させる偏光手段を有する請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項9】 前記金属膜が、前記光源から出射される光の波長領域で透明な基板上に設けられ、前記光検出器が、該光源から出射され前記開口を透過した光を検出する請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項10】 前記光検出器が分光器を含む請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項11】 前記開口の大きさおよびあるいは(and/or)間隔が異なる周期的配列の組が複数、前記金属膜に設けられている請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項12】 前記光検出器が、前記開口を透過または反射した光を、前記周期的配列の組ごとに独立に検出する請求項11に記載のセンサ装置。

【請求項13】 前記光検出器が、前記開口を透過または反射した光を、干渉フィルタを透過させて検出する請求項11に記載のセンサ装置。

【請求項14】 前記開口の大きさおよび間隔が同じ周期的配列の組が複数、前記金属膜に設けられている請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項15】 前記光検出器が、前記開口を透過または反射した光を、前記周期的配列の組ごとに波長の異なるバンドパスフィルタを透過させて独立に検出する請求

項14に記載のセンサ装置。

【請求項16】 各々の前記周期的配列の組に種類の異なるセンサ材料が配置され、前記光検出器が、前記開口を透過または反射した光を、該周期的配列の組ごとに独立に検出する請求項14に記載のセンサ装置。

【請求項17】 前記金属膜と前記開口とが、半導体プロセスを用いて作製されるマイクロ化学分析システムに一体形成されている請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項18】 前記金属膜と前記開口とが、半導体プロセスを用いて作製されるDNAチップに一体形成されている請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項19】 前記金属膜と前記開口とが、半導体プロセスを用いて作製されるプロテインチップに一体形成されている請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項20】 開口が複数設けられた金属膜と、該開口内に設けられたセンサ材料とを有するセンサ媒体であって、

該開口は、該金属膜面内の第一の方向に周期的に配列され、その方向の大きさと間隔が、ともに200nm以下であることを特徴するセンサ媒体。

【請求項21】 前記開口の大きさおよびあるいは(and/or)間隔が異なる周期的配列の組が複数、前記金属膜に設けられている請求項20に記載のセンサ媒体。

【請求項22】 前記開口の大きさおよび間隔が同じ周期的配列の組が複数、前記金属膜に設けられている請求項20に記載のセンサ媒体。

【請求項23】 各々の前記周期的配列の組に種類の異なるセンサ材料が配置されている請求項22に記載のセンサ媒体。

【請求項24】 開口が複数設けられた金属膜と、該開口内に設けられたセンサ材料とを有するセンサ媒体を被検査物に接触させ、該センサ媒体に光を照射して、該開口を透過または反射した光を検出する検査方法であって、

該開口は、該金属膜面内の第一の方向に周期的に配列され、その方向の大きさと間隔が、ともに、前記光の波長以下であることを特徴とする検査方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は医療や健康診断、食品の検査に用いられるバイオセンサを含む化学センサに関するものである。

【0002】

【従来の技術】近年医療における診断や食物の検査等における需要がますます増大し、小型で高速センシング、低コストなバイオセンサの開発が求められている。このため、電極やFETを用いた電気化学的な手法を利用したバイオセンサが半導体加工技術を応用し、作製されてきた。

【0003】しかしながら、さらなる集積化、低コス

ト、測定環境を選ばないセンサが求められ、表面プラズモン共鳴をトランスジューサとして用いたバイオセンサが有望視されている。例えば、全反射型プリズム表面に設けた金属薄膜に発生させた表面プラズモン共鳴を用い、抗原抗体反応における抗原の吸着の有無など、物質の吸着の有無を検出するものである。

【0004】最近、高感度なセンシングを目的として、金属微粒子を用いた局在プラズモン共鳴センサが提案されている。特許文献1に提案されている局在プラズモン共鳴センサは、図11に示すように、金属微粒子を固定した基板に光を照射し、金属微粒子を透過した光の吸光度を測定することにより、金属微粒子近傍の媒質の変化を検出するものである。

【0005】なお、本発明においては後述の特許文献2に記載の技術が援用されている。

【0006】

【特許文献1】特開2000-356587号公報

【特許文献2】特開平11-14505号公報

【0007】

【発明が解決しようとする課題】金属微粒子を用いる従来の局在プラズモン共鳴センサにおいては、金属コロイド溶液を用いて基板上に金属微粒子膜を形成しているが、金コロイド溶液中の金属微粒子の大きさを1~2割程度のばらつき以内にそろえることは難しかった。また、上記金属コロイド溶液中に基板を浸漬するのみであるため、基板上の金属微粒子の配置はまったくランダムであり、金属微粒子同士の間隔や配列方向を制御することは不可能であった。

【0008】このため、上記センサでは吸光度スペクトルの幅が広く、ピーク強度が低下してしまうため、金属微粒子近傍の媒質の変化を検出する信号変化が低く、センサとしての感度に限界を生じていた。

【0009】

【課題を解決するための手段】本発明は、開口が複数設けられた金属膜と、該開口内に配置されたセンサ材料と、光源と、該光源から出射され該開口を透過または反射した光を検出する光検出器とを有するセンサ装置であって、該開口は、該金属膜面内の第一の方向に周期的に配列され、その方向の大きさと間隔が、ともに、前記光の波長以下であることを特徴するセンサ装置に関する。

【0010】また、本発明は、開口が複数設けられた金属膜と、該開口内に配置されたセンサ材料とを有するセンサ媒体であって、該開口は、該金属膜面内の第一の方向に周期的に配列され、その方向の大きさと間隔が、ともに200nm以下であることを特徴するセンサ媒体に関する。

【0011】さらに本発明は、開口が複数設けられた金属膜と、該開口内に設けられたセンサ材料とを有するセンサ媒体を被検査物に接触させ、該センサ媒体に光を照射して、該開口を透過または反射した光を検出する検査

方法であって、該開口は、該金属膜面内の第一の方向に周期的に配列され、その方向の大きさと間隔が、ともに、前記光の波長以下であることを検査方法に関する。

【0012】

【発明の実施の形態】〈センサ装置とセンサ媒体について〉化学センサ装置は、被検査物に接触して検出対象物と反応するセンサ材料と、接触前後のセンサ材料の変化を、電気的、光学的その他の方法により測定する測定器を含んで構成される。センサ材料は、場合によっては測定器部分から離れて被検査物に曝されるので、適当な担体上に保持されており、その部分はセンサ媒体と呼ばれる。

【0013】本発明のセンサ装置におけるセンサ媒体を図1、図2を用いて説明する。

【0014】図1には本発明の一形態例の断面が示されている。

【0015】センサ媒体は、透明基板101上に、開口を有する金属薄膜102とセンサ材料104とが設けられたものである。金属薄膜102には、微小開口103が、金属薄膜面内の1つの方向、すなわち図1に示す方向に配列して設けられている。ここで、金属薄膜102の厚さは10~500nm程度である。

【0016】この微小スリット開口が配列している様子を上面から見たものを図2(a)に示す。図2(a)において、金属薄膜201中に微小スリット開口アレイ202が各開口の短辺を図中x方向に、長辺をy方向に揃え、x方向に配列して形成されている。図2(a)に示すように、開口03の各々は、金属薄膜面内でx方向に直交するy方向の大きさがx方向の大きさよりも大きいスリット状の開口である。微小スリット開口103のx方向の幅は1~200nm、隣合う微小スリット開口同士の間隔すなわち金属部分の幅は1~200nmの範囲からそれぞれ選択される所定の値である。

【0017】微小スリット開口103の内側面にはセンサ材料104が設けられている。センサ材料104は、センサ媒体が被検査物に接触したときに、それに含まれる検出対象物質を表面吸着や化学結合などによって固定する。または、センサ材料104は、構成成分の一部が検出対象物質と結合して解離するものであってもよい。本発明においては、センサ材料は検出対象物質の結合、または構成成分の解離によって、光の屈折率や吸収率などの光学的性質が変化する材料で構成される。

【0018】〈化学センサの動作原理〉次に、本発明の化学センサの動作原理を図1、図3、図4を用いて説明する。

【0019】図1において、図中、上方向から下方向(+z方向)に向かって入射光105を微小スリット開口103の配列に入射させる。このとき、スリット開口の大きさと間隔は、ともに、検出に用いる光の波長以下であるため、入射光105の電界のうち、図中の方向に偏光した成

分が金属薄膜102中の電子と相互作用し、微小スリット開口の内側面に表面プラズモンを生じさせる。生じた表面プラズモンは微小スリット内側面を下方(途中の+z方向)に伝搬し、微小スリット開口103の下端で再び光に変換され、透過光106として、下方(+z方向)に透過する。

【0020】複数の微小スリット開口103内を表面プラズモンの状態を経て光が透過する際、微小スリット開口に生じる電気多重極子との共鳴(局在プラズモン共鳴)による吸収を受け、入射光の波長変化に対するスペクトルは、特徴的な共鳴ピークを持つ。この局在プラズモン共鳴ピークの形は、微小スリット開口の幅や間隔によって変化する。

【0021】本発明のセンサ媒体は、微小スリット開口が周期的に配列されているため、上記の共鳴ピークの幅は狭く、高さが高いものとなる。また、開口をスリット状にしたので、スリットを横切る方向の電気双極子と入射光との共鳴吸収が強くなる。したがって、入射光を電界方向がスリットを横切る方向に偏光させることによって、共鳴ピークをさらに鋭くすることができる。

【0022】本発明のセンサ媒体における透過光強度スペクトルを図3の実線に示す。実線は、センサ材料が反応を起こす前のスペクトルを表す。図1に示したセンサ媒体を被検液、被検気体等の被検物に接触させ、センサ材料と被検物とを反応させる。反応後の透過スペクトルを破線に示す。

【0023】反応によってスペクトルが変化するものは、以下の理由によるものと推定される。

【0024】センサ材料と被検物とが反応することにより、微小スリット開口103内側のセンサ材料104の膜厚がわずかに増大することにより、微小スリット開口103内における開口とセンサ材料を合わせた平均の屈折率が変化する。この屈折率変化により、等価的に開口幅が変化したことになり、共鳴ピーク位置や高さが変化する。図3に一例を示すように透過光強度スペクトルの形が変化する。

【0025】この共鳴ピークの位置や高さの変化を検出することにより、センサとしての検出感度が大きく向上する。したがって、本発明のセンサ装置は、単一の波長の光を用いて強度変化のみを測定するものであってもよいが、共鳴ピーク波長前後の一定波長範囲の光を射出する光源を用いて、分光器を含む検出器によって検出するものがより望ましい。

【0026】上記の反応を起こすセンサ材料の具体例としては、(1)被検物中に含まれる抗原物質に対し、特異的に結合を生じる抗体物質をセンサ材料とし、結合前後の微小スリット開口内部の屈折率変化を検出するもの、(2)被検物中に含まれる測定対象類似物質と酵素との複合体をセンサ材料とし、測定対象物質である抗原が複合体に接触することにより、複合体が解離し、酵素

と測定対象物質との抗原抗体複合体が形成される。このときの微小スリット開口内部の屈折率変化を検出するもののように反応前後の微小スリット開口内部の屈折率変化を検出するものが挙げられる。

【0027】あるいは、微小スリット開口103内のセンサ材料104が被検物と反応することにより、起こる吸収スペクトルや蛍光スペクトルの変化を検出してよい。この場合も、微小スリット開口103内では表面プラズモンによる電場増強効果を受け、入射光105の電界の大きさの10倍~1000倍もの強い電界によりセンサ材料104が励起されるため、吸収が大きくなったり、蛍光強度が大きくなったりするため、センサとしての検出感度が大きく向上する。

【0028】このような反応を起こすセンサ材料の具体例としては、(3)被検物中に含まれる抗原物質に対し、特異的に結合を生じる抗体物質をセンサ材料とし、結合前後の標識物質の蛍光変化や吸収変化を検出するもの、(4)被検物中に含まれる測定対象類似物質と標識酵素との複合体をセンサ材料とし、測定対象物質である抗原が複合体に接触することにより、複合体が解離し、標識酵素と測定対象物質との抗原抗体複合体が形成される。このときの標識酵素の変化に伴う蛍光変化や吸収変化を検出するもののように反応前後の微小スリット開口内部から発生する蛍光変化やスリット内部の材料による吸収変化を検出するものが挙げられる。

【0029】上記では微小スリット開口を透過した光を検出する例を示したが、本発明の概念はこれに限定されるものでなく、入射光が微小スリット開口に当たって反射する光を検出してもよい。しかしながら、反射光を検出する構成と比較して、微小スリット開口を透過した光を検出するほうが、迷光の影響を受けにくく、信号強度のS/N比が向上する。

【0030】また、図2(a)に示した微小スリット開口の代わりに、図2(b)に示すように、開口が、y方向にも周期的に配列された微小開口2次元アレイ203を用いることもできる。y方向の大きさや間隔も、ともに、照射される光の波長以下に設定される。この場合、図中x方向、y方向の偏光を有する入射光に対し、独立に同時にセンサ情報を得ることが可能である。

【0031】また、図2(c)に示すように2以上の複数の周期からなる複合周期構造からなる複合周期微小開口アレイ204でも良い。例えば、微小開口アレイを2個対にしたものを並べることにより、3個以上の微小開口の間に励起されるプラズモンのモードを抑制することができるため、励起プラズモンのモードを少なくすることができる。ここで、微小開口アレイが2個対になったものが周期的に並んだ構造を示したが、3個以上が組になったものでも良いし、2重でなく、3重もしくはそれ以上の複合周期構造であっても良い。このように周期構造の設計を変えることにより、励起プラズモンのモードを

制御することが可能であるため、特定の波長のピークの形を制御することができ、センサ材料により最適な検出光の波長領域を選ぶことが可能となる。

【0032】

【実施例】【実施例1】本発明のセンサ媒体を用いたセンサ装置の具体的装置構成を図4に示す。タングステンランプ401からの白色光をコリメータレンズ402でほぼ平行光に直し、センサ媒体403に入射させる。センサ媒体403を透過した透過光を分光器404に入射し、スペクトル分解したものをマルチチャンネルアナライザ405で検出し、スペクトル情報を得る。

【0033】センサ媒体における金属薄膜(図1の102)の材料としては、金属一般から選択されるが、特に、金や銀、銅、アルミニウムは発生する表面プラズモンの強度が大きく、本発明に好適である。中でも、金は可視域全般にわたって局在プラズモン共鳴に起因するピークを有するため、可視光を用いて検出するセンサを構成するには最適である。また、所定の構成比とした金、銀、銅、アルミニウム間の合金を用いることにより、ピークの位置を近紫外領域から近赤外領域の間で調整することが可能である。

【0034】センサ材料(図1の104)としては、センサ材料と被検査物とが反応して、膜厚変化、屈折率変化、吸収スペクトル変化、蛍光スペクトル変化を起こすものであれば良く、酵素センサ、微生物センサ、オルガネラセンサ、組織センサ、免疫センサ、酵素免疫センサ、バイオアフィニティセンサ等のバイオセンサを含む化学センサで用いられる材料を用いることができる。

【0035】図5、図6を用いてセンサ媒体の作製方法を説明する。

【0036】図5において、石英基板501上にスパッタ法を用いて、金属薄膜502を膜厚50nmに成膜する(図5(b))。その上に電子線レジスト503をスピコートで、膜厚10nmに成膜し、電子ビーム描画装置で露光し、現像後、 $L/S=20\text{nm}/20\text{nm}$ のレジストパターンを得る(図5(d))。その後、金属薄膜502をエッチングし(図5(e))、レジストを除去して、開口幅20nm / 開口間隔20nmの微小開口504を形成する(図5(f))。金属薄膜502に表面処理を行ったのち、センサ材料505を結合させる(図5(g))。この場合、図に示すように、微小開口504の内部のみならず表面にもセンサ材料505が結合するが、この部分は本発明のセンサの検出原理には直接関係しないため、このまま用いることができる。

【0037】なお、ここでは電子線描画装置による微小開口パターンの作製方法を説明したが、この他、集束イオンビーム加工装置、走査型トンネル顕微鏡や原子間力顕微鏡、近接場光学顕微鏡の原理に適用した各種走査プローブ加工装置、X線露光装置、EUV露光装置、電子ビームステッパを用いて作製してもよい。

【0038】また、特開平11-14505号公報(特許文獻2)

記載の近接場光を用いた露光装置や、図6に示すようなナノモールド法を用いて作製すれば、簡便で低コストのセンサ媒体が実現できる。図6において、石英基板601上に厚さ50nmの金属薄膜602を形成する(図6(a))。SiCの表面に電子線描画装置等を用いて $L/S=20\text{nm}/20\text{nm}$ のパターンを形成したレプリカ原盤603を金属薄膜602表面に荷重を加えて圧着させた後(図6(b)、図6(c))、レプリカ原盤603を剥がし(図6(d))、微小開口604を形成する(図6(f))。

【0039】【実施例2】(多チャンネル化)

図7は、本発明のセンサ媒体において、金属薄膜701中に複数のスリットや2次元の微小開口アレイ702~706を設けた多チャンネルセンサ媒体を示す。本実施例においては、開口の大きさおよびあるいは(and/or)間隔が異なる周期的配列の組が複数、金属膜に設けられている。また、その中に開口の大きさおよびあるいは(and/or)間隔が同じ周期的配列の組が含まれていてもよい。図7のセンサ媒体では、微小開口アレイA(702)と微小開口アレイB(703)の各開口の大きさ及び間隔がそれぞれ等しく、他の微小開口アレイC、D、Eの各開口の大きさ及び間隔は、AとBのそれとは異なっている。

【0040】この多チャンネルセンサ媒体を用いて構成した多チャンネルセンサ装置の構成を図8に示す。タングステンランプ801からの光をコリメータレンズ802でほぼ平行光に直し、多チャンネルセンサ媒体803に入射する。多チャンネルセンサ媒体803の各微小開口アレイを透過した複数の透過光をフィルタA(804)~D(807)を通して、CCDカメラ808に入射させ、それらの透過パターン情報を得る。

【0041】これにより、例えば、図7における微小開口アレイA(702)と微小開口アレイB(703)のように同じ形状のパターンをそれぞれ透過した光に対し、波長の異なるバンドパスフィルタを透過させて、比較することにより、照射光強度に依存しない相対的なスペクトル情報を得ることができる。また同じく、微小開口アレイA(702)と微小開口アレイB(703)のような同じ形状のパターンの開口内に、種類の異なるセンサ材料を設け、それぞれの微小開口アレイを透過した光を独立に検出することにより、複数のセンシング情報を同時に得ることになる。また、それらの相対比較を行うことにより、差動検出による高感度検出が可能となる。この他、微小開口ビッチや配列方向の異なるパターンや2次元パターンとの間の比較を行うことにより、異なる情報を同時に得ることが可能である。微小開口のビッチやサイズが異なるパターンを用い、信号のピーク位置を変化させることにより、信号を検出するスペクトル領域を自由に選択することができる。これにより、複数の波長光において検出が可能となるため、本実施例のように多チャンネルのセンサ媒体が小型集積化されていても干渉フィルタ等を用いて容易に信号分離が可能である。また、蛍光スペクトル

や吸収スペクトルを検出するタイプのセンサにおいても、微小開口のピッチやサイズが異なるパターンを用い、信号のピーク位置を変化させることにより、信号を検出するスペクトル領域を自由に選択することができるため、センサ材料選択の幅が広がるため、広い範囲の応用が可能となる。

【0042】実施例3】図9は、本発明のセンサ媒体をマイクロ化学分析システム(μ -TAS: MicroTotal Analysis System や Lab-on-a-chip とも呼ばれる)に一体形成した例を示している。

【0043】図9に示すマイクロ化学分析システム901において、試料液注入部902から注入された被検査液が流路904を通して、反応液注入部903から注入された反応液と反応したのち、検出部905に到達する。検出部905には、図に拡大して示したように本発明の原理に基づく検出のための微小スリット開口906が設けられている。被検査液は微小スリット開口906内部にしみ込み、微小開口スリット開口906内部のセンサ材料と反応する。この検出部905に対して励起光907が照射され、微小スリット開口906から発生する蛍光908をレンズ909で集光し、フィルタ910を通した後、光電子増倍管911で検出する。

【0044】図10aは、本発明のセンサ媒体をDNAチップやプロテインチップに一体形成した例を示している。

【0045】図10aに示すDNAチップ/プロテインチップ1001の各検出セル1002にはそれぞれ、微小スリット開口1003が設けられており、微小スリット開口1003内側面にセンサ材料が設けられている。これに励起光1004を照射し、各検出セルから発生する蛍光1005のパターンをレンズ1006を用いてCCDカメラ1007面に結像させ、パターン情報を得る。

【0046】これらのように、本発明のセンサ媒体を各種センサに組み合わせて用いることができ、これにより、信号強度が増し、より高精度な検出が可能となった。

【0047】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、金属薄膜の第一の方向に周期的に配列され、その方向の大きさと間隔が、ともに、前記光の波長以下である微小開口内にセンサ材料を設けたことにより、局在プラズモン共鳴スペクトルの幅が狭く、ピーク強度が高い高感度な化学センサや吸収スペクトルや蛍光スペクトル強度が大きい高感度な化学センサが実現された。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のセンサ媒体の構成及び検出原理を説明する図である。

【図2】本発明のセンサ媒体の上面図である。

【図3】本発明のセンサ媒体における透過光強度スペクトル変化の説明図である。

【図4】本発明のセンサ媒体を用いたセンサ装置の具体的装置構成図である。

【図5】センサ媒体の作製法の説明図である。

【図6】センサ媒体の作製法のうち、ナノモールド法の説明図である。

【図7】多チャンネルセンサ媒体を示す図である。

【図8】多チャンネルセンサ装置の構成図である。

【図9】本発明のセンサ媒体をマイクロ化学分析システムに一体形成した例を示す図である。

【図10】本発明のセンサ媒体をDNAチップやプロテインチップに一体形成した例を示す図である。

【図11】従来例を説明する図である。

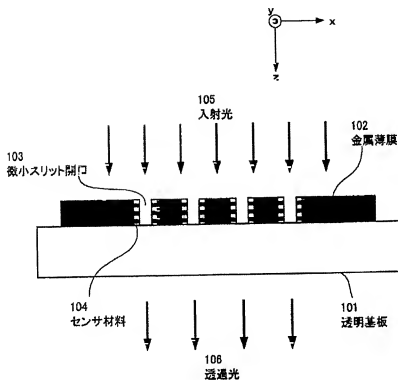
【符号の説明】

- 101: 透明基板
- 102: 金属薄膜
- 103: 微小(スリット)開口
- 104: センサ材料
- 105: 入射光
- 106: 透過光
- 201: 金属薄膜
- 202: 微小スリット開口アレイ
- 203: 微小開口2次元アレイ
- 204: 複合周期微小開口アレイ
- 401: タングステンランパ
- 402: コリメータレンズ
- 403: センサ媒体
- 404: 分光器
- 405: マルチチャンネルアナライザ
- 501: 石英基板
- 502: 金属薄膜
- 503: 電子線レジスト
- 504: 微小開口
- 505: センサ材料
- 601: 石英基板
- 602: 金属薄膜
- 603: レプリカ原盤
- 604: 微小開口
- 701: 金属薄膜
- 702: 微小開口アレイA
- 703: 微小開口アレイB
- 704: 微小開口アレイC
- 705: 微小開口アレイD
- 706: 微小開口アレイE
- 801: タングステンランパ
- 802: コリメータレンズ
- 803: 多チャンネルセンサ媒体
- 804: フィルタA
- 805: フィルタB
- 806: フィルタC
- 807: フィルタD
- 808: CCDカメラ
- 901: マイクロ化学分析システム

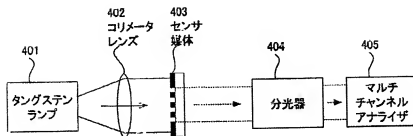
902 : 試料液注入部
903 : 反応液注入部
904 : 流路
905 : 検出部
906 : 微小スリット開口
907 : 励起光
908 : 蛍光
909 : レンズ
910 : フィルタ

911 : 光電子増倍管
1001 : DNAチップ/アロテインチップ
1002 : 検出セル
1003 : 微小スリット開口
1004 : 励起光
1005 : 蛍光
1006 : レンズ
1007 : CCDカメラ

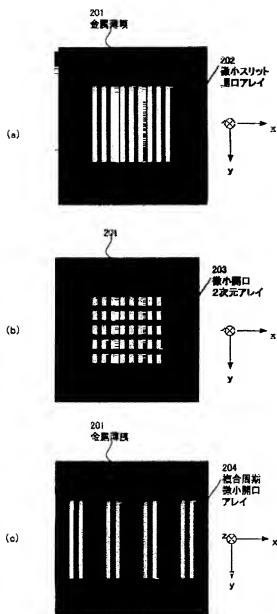
【図1】



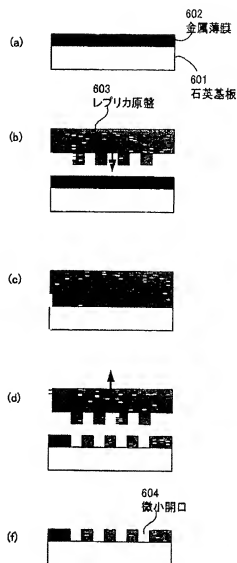
【図4】



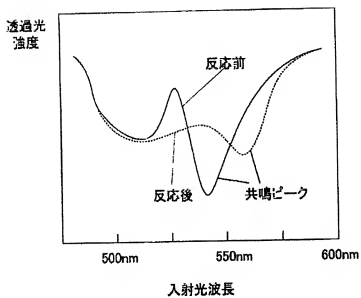
【図2】



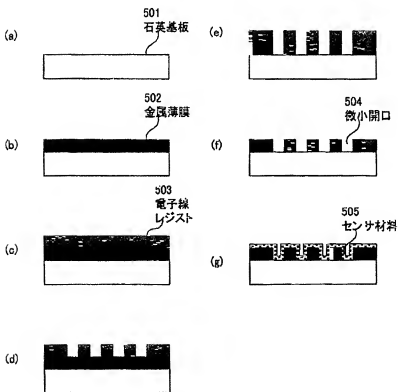
【図6】



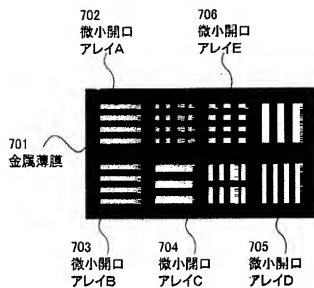
【図3】



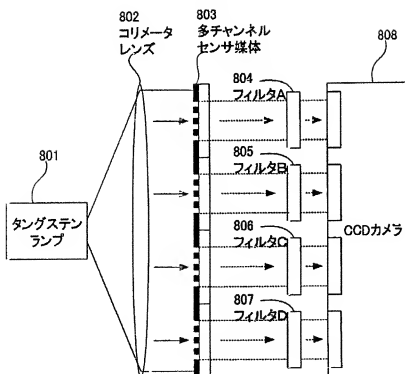
【図5】



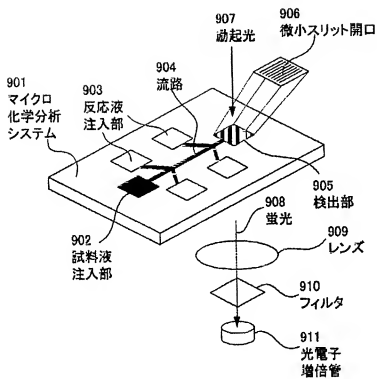
【図7】



【図8】

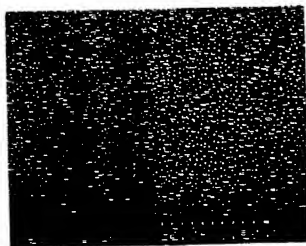


【図9】

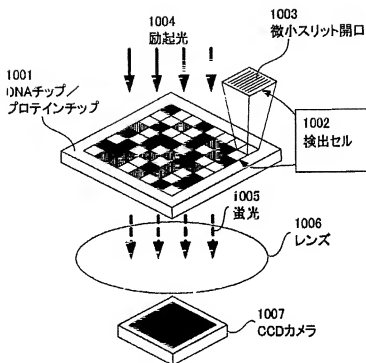


【図11】

SEM image of 20-nm gold colloid monolayer



【図10】



フロントページの続き

(51)Int. Cl. ⁷	識別記号	F I	(参考)
// G 0 1 N	33/02	G 0 1 N 33/02	
	33/483	33/483	C
	33/53	33/53	M
	37/00	37/00	1 0 2
(72)発明者	山口 貴子 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ ノン株式会社内	Fターム(参考) 2G043 A403 BA16 CA03 DA02 DA05	
		EA01 HA01 HA15 JA02 LA02 LA03	
(72)発明者	稲生 耕久 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ ノン株式会社内	2G045 DA13 DA36 FA01 FB01 FB03	
		FB12 GC10	
(72)発明者	山田 朋宏 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ ノン株式会社内	2G054 CA22 FA17 GA04 GB10	
		2G059 AA02 AA05 BB04 BB11 BB12	
		DD03 DD12 EE01 EE02 EE07	
		EE12 FF12 GG10 HH02 JJ03	
		JJ11 KK02 KK04	